

(51) Internationale Patentklassifikation 6: <b>A61B 5/029</b>		<b>A1</b>	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 98/12963</b>
			(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: <b>2. April 1998 (02.04.98)</b>
(21) Internationales Aktenzeichen: <b>PCT/DE97/02194</b>		(81) Bestimmungsstaaten: AU, BR, CA, JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).	
(22) Internationales Anmeldedatum: <b>26. September 1997 (26.09.97)</b>		<b>Veröffentlicht</b> <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i> <i>Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i>	
(30) Prioritätsdaten: 196 40 152.6      28. September 1996 (28.09.96)    DE 197 42 226.8      24. September 1997 (24.09.97)      DE			
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): <b>TECHNISCHE UNIVERSITÄT DRESDEN [DE/DE]; Dezernat 5, SG 5.1, Mommsenstrasse 13, D-01069 Dresden (DE).</b>			
(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): <b>GAMA DE ABREU, Marcelo [DE/DE]; Jonsdorfer Strasse 7, D-01259 Dresden (DE). ALBRECHT, Detlev, Michael [DE/DE]; Bautzner Strasse 105, D-01099 Dresden (DE).</b>			
(74) Gemeinsamer Vertreter: <b>TECHNISCHE UNIVERSITÄT DRESDEN; Sender, Frank, Dezernat 5, SG 5.1, D-01062 Dresden (DE).</b>			

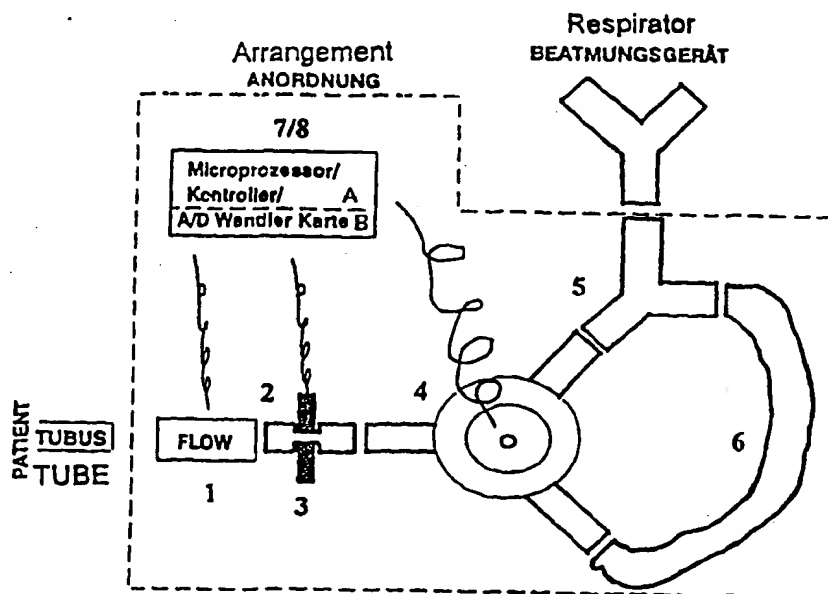
(54) Title: **DEVICE TO DETERMINE EFFECTIVE PULMONARY BLOOD FLOW**(54) Bezeichnung: **ANORDNUNG ZUR BESTIMMUNG DES EFFEKTIVEN PULMONALEN BLUTDURCHFLUSSES**

## (57) Abstract

The invention relates to a device to determine effective pulmonary blood flow (PBF) by means of partial CO<sub>2</sub> rebreathing. The device is characterized in that it comprises an endotracheal tube whose conduit leading from the patient to the respirator is divided up into two lanes between a controllable three-way valve (4) and a Y-piece; one lane builds a larger dead area (6) for CO<sub>2</sub> rebreathing whereby, in order to measure CO<sub>2</sub> elimination and end expiratory partial CO<sub>2</sub> pressure a CO<sub>2</sub> sensor (3) and a respiration flow sensor (1) are provided on the endotracheal tube of the patient. The calculation of effective pulmonary blood flow is provided by a microprocessor/controller (7) which also controls the three-way valve (4) which provides the switching between both lanes.

## (57) Zusammenfassung

Eine Anordnung zur Bestimmung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses (PBF) mittels partieller CO<sub>2</sub>-Rückatmung erhält einen Endotrachealtubus dessen Leitung von Patienten zum Beatmungsgerät zwischen einem steuerbaren Dreiwegeventil (4) und einem Y-Stück (5) in zwei Stränge aufgeteilt wird, wobei ein Strang einen grosseren Totraum (6) für die CO<sub>2</sub>-Rückatmung bildet. Für die Messung von CO<sub>2</sub>-Elimination und endexpiratorischen partiellen CO<sub>2</sub>-Druck ist ein CO<sub>2</sub>-sensor (3) und ein Beatmungssstromsensor (1) am Endotrachealtubus vorgesehen. Für die Berechnung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses dient ein Microprozessor/Kontroller (7), der auch zur Steuerung zur Umschaltung zwischen den beiden Strängen durch das Dreiwegeventil (4) vorgesehen ist.



A...MICROPROCESSOR/CONTROLLER  
B...A/D CONVERTER CARD

# LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauritanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

## Anordnung zur Bestimmung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur Bestimmung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Aus der Druckschrift (Steinhart, C. M., Burch, K. D., Bruno, S., Parker, D. H.: Noninvasive determination of effective (nonshunted) pulmonary blood flow in normal and injured lungs, Crit. Care Med., 1989, Vol. 17, No. 4, S. 349-353 ist die Multiple-Inerte-Gas-Methode, mit Rückatmung von Helium, Acetylene und Kohlenmonoxide in Sauerstoff und Stickstoff aus einem Atembeutel bekannt. Nachteil dieser Messung ist der relative große Aufwand der Vorbereitung von Gasmischungen für die Rückatmung, der Bedarf für spezielle Meßgeräte, die die Konzentrationen von Gasen in der beatmeten Luft bzw. in dem Beatmungsstrom messen können, und die Notwendigkeit, daß eine Person den Atembeutel an den Patienten anschließt und betreut. Damit kann die Messung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses nur von Spezialisten durchgeführt werden und dient fast ausschließlich Forschungszwecken.

Weiterhin bekannt sind nach der Druckschrift Inman, M.D., Hughson, R.L. and Jones, N.L.: Comparison of cardiac output during exercise by single-breath and CO<sub>2</sub> rebreathing methods, J. Appl. Physiol., Vol. 58, pp. 1372-1377, 1985 die totale CO<sub>2</sub>-Rückatmungsmethode und die sogenannte „single-breath“ Methode. Nachteile dieser Methoden sind ausgeprägte Erhöhungen des CO<sub>2</sub>-Druckes im arteriellen Blut, da die CO<sub>2</sub>-Elimination unterbrochen wird und die Beeinträchtigung der Beatmung. Weitere Nachteile entsprechen denen der Multiple-Inerte-Gas-Methode und zwar: Vorbereitung von Gasmischungen für die Rückatmung mit bestimmten CO<sub>2</sub>-Konzentrationen, der Bedarf für spezielle Meßgeräte, die die Konzentrationen von Gasen in der beatmeten Luft bzw. den Beatmungsstrom messen können, und die Notwendigkeit, daß ein Spezialist den Atembeutel an den Patienten anschließt und betreut.

Bekannt ist auch eine partielle  $\text{CO}_2$ -Rückatmungsmethode (nach Gedeon A., Forslund, L., Hedenstierna, G. und Romano, E.: A new method for noninvasive bedside determination of pulmonary blood flow, Med. & Biol. Eng. & Comput, 1980, Vol. 18, S. 411- 418) mittels Variation des Atemminutenvolumens. Nachteile dieser Technik ist die Variation des mittleren Atemwegdruckes und des Atemwegdruckes am Ende der Ausatmung. Infolge dieser Variation im Atemwegdruck ändert sich auch der pulmonale Blutdurchfluß und es werden sowohl die mechanische Stabilität der Lungen, als auch der Gasaustausch beeinträchtigt.

Aus der Druckschrift Capek, J. M. und Roy, R. J.: Noninvasive measurement of cardiac output using partial  $\text{CO}_2$  Rebreathing; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1988, Vol. 35, No. 9, S. 653-661 ist die partielle  $\text{CO}_2$ -Rückatmungsmethode mittels Wechsel des Totraumes des Apparates bekannt, die mit Massenspektrometer und speziellen Beatmungsstromsensoren an den Endotrachealtubus durchgeführt wird und das gesamte Herzzeitvolumen messen kann. Der Wechsel zwischen zwei verschiedenen Toträume erfolgt durch ein elektromagnetisches Ventil, das computergesteuert ist. Der partielle  $\text{CO}_2$ -endexpiratorische Druck- und die  $\text{CO}_2$ -Elimination wird für die Beatmung durch beide Toträume determiniert. Der partielle  $\text{CO}_2$ -endexpiratorische Druck und die  $\text{CO}_2$ -Elimination wird für die Beatmung durch beide Toträume determiniert. Der partielle  $\text{CO}_2$ -Druck am Ende der Ausatmung wird in die arterielle  $\text{CO}_2$ -Konzentration umgerechnet, und das gesamte Herzzeitvolumen läßt sich aus der Division der  $\text{CO}_2$ -Eliminationsdifferenz und der arteriellen  $\text{CO}_2$ -Konzentrationsdifferenz berechnen. Nachteil dieser Methode ist der apparative Aufwand für die Messung der  $\text{CO}_2$ -Konzentration in der beatmeten Luft (Massenspektrometer) und des Beatmungsstrom am Endotrachealtubus (Fleisch Pneumotacograph).

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht nun darin, eine klinisch anwendbare Anordnung für die nichtinvasive Determination des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses anzugeben, mit der nur der Anteil des Herzzeitvolumens, der zum Gasaustausch zur Verfügung

steht, ermittelt werden kann. Diese Anordnung soll apparativ nicht aufwendig sein, das Beatmungsmuster nicht wesentlich beeinflussen und automatisierbar sein.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die im Anspruch 1 genannten Merkmale gelöst. Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Unteransprüche.

Vor allem durch die Wahl der Parameter ist es erstmals gelungen, den effektiven pulmonalen Blutdurchfluß während der Beatmung zu bestimmen, d. h. nur den Anteil des Herzeitvolumens, der zum Gasaustausch zur Verfügung steht.

Mit der erfindungsgemäßen Anordnung, die durch einen Microprozessor oder einen Kontroller gesteuert wird, werden die Signale eines Hauptstrom-CO<sub>2</sub>-Sensors und eines Beatmungsstromsensors aufgenommen. Der Hauptstrom-CO<sub>2</sub>-Sensor dient zur Messung der CO<sub>2</sub>-Konzentration in der Atemluft und der Beatmungsstromsensor zur Messung des Beatmungsstromes (Fig.1). Der Beatmungsstromsensor wird zwischen dem Endotrachealtubus und dem CO<sub>2</sub>-Sensor angeordnet. Zwischen dem Endotrachealtubus und dem Y-Stück des Beatmungsgerätes befindet sich ein steuerbares Dreiwegeventil. Dieses Ventil wird über den Microprozessor oder den Kontroller umgeschaltet, damit der Patient durch einen kleinen oder einen größeren Schenkel (sogenannter Totraum) beatmet wird (Fig. 2).

Die Messungen der CO<sub>2</sub>-Elimination und des endexpiratorischen partiellen CO<sub>2</sub>-Druckes, wird zuerst während der Beatmung durch den kleinen Totraum durchgeführt. Diese Phase dauert ca. 60 Sekunden und wird Nicht-Rückatmungsphase genannt. Nach dieser Phase und während eines inspiratorischen Zyklus wird das Dreiwegeventil umgeschaltet, damit der Patient durch den größeren Totraum (großer Schenkel) beatmet wird und einen Gasgemisch, das aus seiner eigenen ausgeatmeten Luft und frischer Luft aus dem Beatmungsgerät besteht, zurückatmet. Dadurch entfällt die Verwendung einer separaten CO<sub>2</sub>-Quelle für die Rückatmung. Der Zeitpunkt zur Umschaltung des Dreiwegeventils wird durch die Abwesenheit von CO<sub>2</sub> in der inspiratorischen Luft erkannt. Damit wird keine wesentliche Veränderung des Atemdruckes

verursacht. Die anschließende Phase dauert ca. 30 Sekunde und wird Rückatmungsphase genannt. Die  $\text{CO}_2$ -Elimination und der endexpiratorische partielle  $\text{CO}_2$ -Druck dieser Phase werden als Mittelwerte der entsprechenden Variablen während eines Plateaus, das sich im Bereich von 15 bis 30 Sekunden während dieser Phase bildet (zweite Hälfte), gemessen.

Mit der erfindungsgemäßen Anordnung besteht nun die Möglichkeit das Beatmungsmuster des Patienten im Beatmungsgerät so einzustellen, daß der maximale pulmonale Blutdurchfluß mit dem niedrigsten mittleren und endexpiratorischen Atemwegsdruck erreicht wird. Das bedeutet für den Patienten eine Verminderung des Risikos eines Barotraumas, d.h. Lungenschäden hervorgerufen durch erhöhten Atemwegsdruck werden vermieden und gleichzeitig wird eine Optimierung des Sauerstoffangebotes an die Organe erreicht. Die Lösung bietet auch die Möglichkeit, die Hämodynamik des Patienten nichtinvasiv zu überwachen und automatisiert zu dokumentieren. Wenn gleichzeitig Messungen des Herzzeitvolumens durchgeführt werden, besteht die Möglichkeit mit der gefundenen Lösung, den prozentuellen Anteil des nichtbelüfteten Herzzeitvolumen (sogenannter intrapulmonaler Shunt) zu messen, ohne daß die inspiratorische Sauerstoffkonzentration erhöht und Blut abgenommen werden muß.

Die Anordnung wird nachfolgend an einem Ausführungsbeispiel näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 eine Anordnung eines Microprozessors oder eines Kontrollers für die Messung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses

Fig. 2 eine erfindungsgemäße Anordnung mit Microprozessor/Kontroller und Beatmungsgerät

Fig. 3 ein mit der erfindungsgemäßen Anordnung gemessenes Beispiel einer  $\text{CO}_2$ -Konzentrations- und Beatmungsstromkurve

Fig. 4 ein mit der erfindungsgemäßen Anordnung gemessenes Beispiel einer endexpiratorischen partiellen  $\text{CO}_2$ -Druck- und  $\text{CO}_2$ -Eliminationskurve, sowie den berechneten pulmonalen Blutdurchfluß

In Fig. 1 ist eine Anordnung eines Microprozessor/Kontroller für die Messung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses dargestellt, das aus vier Teilen besteht. Die einzelnen Teile werden über Kabel und Stecker miteinander verbunden. Gemäß Fig. 1 besteht das System aus einem Microprozessor/Kontroller 7 und einer Analog-Digital-Wandlerkarte 8, die die  $\text{CO}_2$ -Konzentrations- und Beatmungsstromsignale vom  $\text{CO}_2$ -Sensor 3 bzw. vom Beatmungsstromsensor 1 aufnimmt und bearbeitet.

In Fig. 2 ist eine erfindungsgemäße microprozessor- oder kontrollergesteuerte Anordnung für die Messung des pulmonalen Blutdurchflusses dargestellt, das aus sieben, wahlweise weniger oder mehr Teilen, besteht. Gemäß der Fig. 2 wird der Endotrachealtubus des Patienten (Tubus) an die eine Seite eines Beatmungsstromsensors 1 angeschlossen. An der anderen Seite des Beatmungsstromsensors 1 wird eine  $\text{CO}_2$ -Küvette 2 angeschlossen. In die  $\text{CO}_2$ -Küvette 2 ist ein  $\text{CO}_2$ -Sensor 3 eingesetzt. An der anderen Seite der  $\text{CO}_2$ -Küvette 2 wird ein steuerbares Dreiwegeventil 4 angeschlossen. Der eine Wege vom Dreiwegeventil 4 wird an ein Y-Stück 5 und der andere Weg wird an den Totraum 6 für die Rückatmung angeschlossen. An das Y-Stück 5 wird noch ein Beatmungsgerät sowie der Totraum 6 für Rückatmung angeschlossen. Der Totraum 6 für die Rückatmung beträgt ca. 200 ml, wahlweise mehr oder weniger, je nach Beatmungsmuster des Patienten. Zu dem Dreiwegeventil 4 besteht eine Verbindung, durch die mittels Druck oder Strom die interne Membran des Ventils 4 bewegt werden kann. Die Kontrolle des Dreiwegeventils 4 sowie die Aufnahme und Bearbeitung der  $\text{CO}_2$ -Konzentrations- und Beatmungsstromsignale wird durch den Microprozessor/Kontroller 7 durchgeführt.

In der Fig. 3 sind die Verläufe der  $\text{CO}_2$ -Konzentration in der Atemluft und des Beatmungstromes während einer Messung dargestellt. Während der Ausatmung wird  $\text{CO}_2$  über den Endotrachealtubus ausgeatmet. Die  $\text{CO}_2$ -Konzentration ( $\text{FCO}_2$ ) in der ausgeatmeten Luft.

die dem partiellen  $\text{CO}_2$ -Druck ( $\text{PCO}_2$ ) in der Luft entspricht, steigt mit dem ausgeatmeten Volumen an, und erreicht einen maximalen Wert am Ende der Ausatmung. Der partielle  $\text{CO}_2$ -Druck in diesem Zeitpunkt, der sogenannte endexpiratorische partielle  $\text{CO}_2$ -Druck ( $\text{PetCO}_2$ ), entspricht ungefähr dem partiellen  $\text{CO}_2$ -Druck in den belüfteten pulmonalen Kapillaren. Während der Nicht-Rückatmungsphase werden  $\text{PetCO}_2$ -Werte gemessen, die sich kaum voneinander unterscheiden. Während der Rückatmungsphase wird ein Teil des ausgeatmeten  $\text{CO}_2$  zurückgeatmet. Dadurch modifiziert sich der Verlauf des partiellen  $\text{CO}_2$ -Druckes in der Atemluft, und der  $\text{PetCO}_2$  steigt an.

In der Fig. 4 sind die Verläufe des endexpiratorischen partiellen  $\text{CO}_2$ -Druckes, der dem höchsten  $\text{CO}_2$ -Konzentrationswert während der Ausatmung entspricht, und der  $\text{CO}_2$ -Elimination pro Atemzug, während einer Messung mit der erfindungsgemäßen Anordnung dargestellt. Die  $\text{CO}_2$ -Elimination nimmt während der partiellen  $\text{CO}_2$ -Rückatmung ab und der endexpiratorische partielle  $\text{CO}_2$ -Druck in der Atemluft nimmt zu, bis ein Plateau erreicht wird, üblicherweise nach ca. 15 Sekunden. Aus den vier Parameter die in Fig. 4 dargestellt sind, wird der effektive pulmonale Blutdurchfluß nach folgender Gleichung berechnet:

$$\text{PBF} = \frac{(\dot{V}\text{CO}_2(\text{NR}) - \dot{V}\text{CO}_2(\text{R}))}{f(\text{PetCO}_2(\text{R}), \text{PetCO}_2(\text{NR}), \text{Hb}) \times \text{Fs}}$$

Unter  $\dot{V}\text{CO}_2(\text{NR})$  wird die  $\text{CO}_2$ -Elimination in ml/min während der Nicht-Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der  $\text{CO}_2$ -Elimination vollständiger Atemzüge innerhalb von 60 Sekunden bis unmittelbar vor dem Beginn der Rückatmungsphase verstanden. Die  $\text{CO}_2$ -Elimination eines Atemzuges wird aus dem Produkt vom Beatmungsstrom (ml/min) und  $\text{CO}_2$ -Konzentration über die Zeit berechnet.



$PetCO_2(R)$  ist der endexpiratorische partielle  $CO_2$ -Druck in mmHg in der Atmenluft während der Nicht-Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der endexpiratorischen partiellen  $CO_2$ -Druckwerte vollständiger Atemzüge innerhalb von 60 Sekunde bis unmittelbar vor dem Beginn der Rückatmungsphase.

Unter  $\dot{V}CO_2(R)$  wird die  $CO_2$ -Elimination in ml/min während der Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der  $CO_2$ -Elimination vollständiger Atemzüge innerhalb 15 bis 30 Sekunden nachdem der Patient durch den größeren Totraum 6 beatmet wird, verstanden. Also nach der Umschaltung des Dreiwegeventils 4 in die Rückatmungsposition. Die  $CO_2$ -Elimination eines Atemzuges wird aus dem Produkt vom Beatmungsstrom in ml/min und  $CO_2$ -Konzentration in % über die Zeit berechnet.

$PetCO_2(R)$  ist der endexpiratorische partielle  $CO_2$ -Druck in mmHg in der Atmenluft während der Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der endexpiratorischen partiellen  $CO_2$ -Druckwerte vollständiger Atemzüge innerhalb von 15 bis 30 Sekunde nachdem der Patient durch den größeren Totraum 6 beatmet wird (nach der Umschaltung des Dreiwegeventils 4 in die Rückatmungsposition).

Die Funktion  $f(PetCO_2(R), PetCO_2(NR), Hb)$  ist schließlich die standardisierte  $CO_2$ -Dissotiationskurve im Blut. Durch diese in der Literatur bereits beschriebene Funktion (McHardy, G.J.R.: The relationship between the differences in pressure and content of carbon dioxide in arterial and venous blood, Clin. Sci., 1967 32, 299-309) wird aus den  $PetCO_2(R)$ - und  $PetCO_2(NR)$ -Werten, und auch anhand der Hämoglobin-Konzentration ( $Hb$ , g/dl), die mit einem anderen Gerät in einer Blutprobe des Patienten gemessen werden muß, die  $CO_2$ -Gehalt Differenz ( $\Delta CCO_2$ , Vol% - ml/100 ml Blut) im pulmonalen kapillären Blut zwischen der Rückatmungs- und der Nicht-Rückatmungsphase nach folgender Gleichung berechnet:

$$f(\text{PetCO}_2(\text{R}), \text{PetCO}_2(\text{NR}), \text{Hb}) = \Delta\text{CCO}_2 = 11,02 \times (\text{PetCO}_2(\text{R})^{0.396} - \text{PetCO}_2(\text{NR})^{0.396}) - 0,015 \\ \times (15 - \text{Hb}) \times (\text{PetCO}_2(\text{R}) - \text{PetCO}_2(\text{NR})).$$

Ferner ist in der Gleichung Fs ein Skala factor für die Repräsentation des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses in l/min. Fs ist auf 10 festgelegt.

Nach der Berechnung wird der effektive pulmonale Blutdurchfluß PBF in l/min erhalten.

**Bezugszeichenliste**

- 1 - Beatmungsstromsensor (Flow)
- 2 - CO<sub>2</sub>-Küvette
- 3 - CO<sub>2</sub>-Sensor
- 4 - Dreiwegeventil
- 5 - Y-Stück
- 6 - Totraum für Rückatmung (ca. 200 ml, wahlweise mehr oder weniger)
- 7 - Microprozessor/Kontroller
- 8 - A/D Wandler Karte

## Patentansprüche

1. Anordnung zur Bestimmung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses mittels partieller CO<sub>2</sub>-Rückatmung, dadurch gekennzeichnet, daß

- die Leitung vom Endotrachealtubus des Patienten (Tubus) zum Beatmungsgerät zwischen einem steuerbaren Dreiwegeventil (4) und einem Y-Stück (5) in zwei Stränge aufgeteilt wird,
- ein Strang einen größeren Totraum (6) für die CO<sub>2</sub>-Rückatmung bildet, wobei für die Messung von CO<sub>2</sub>-Elimination und endexpiratorischen partiellen CO<sub>2</sub>-Druck ein CO<sub>2</sub>-Sensor (3) und ein Beatmungsstromsensor (1) am Endotrachealtubus des Patienten und die Berechnung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses ein Microprozessor/Kontroller (7) vorgesehen ist,
- die Umschaltung zwischen den beiden Strängen durch das Dreiwegeventil (4) erfolgt, das über den Microprozessor/Kontroller (7) ansteuerbar ist,
- die Berechnung des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses PBF nach der Beziehung:

$$(\dot{V}CO_2(NR) - \dot{V}CO_2(R))$$

$$PBF = \frac{\quad}{\quad}$$

$$f(PetCO_2(R), PetCO_2(NR), Hb) \times Fs$$

erfolgt, wobei

- $\dot{V}CO_2(NR)$  die CO<sub>2</sub>-Elimination (ml/min) während der Nicht-Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der CO<sub>2</sub>-Elimination vollständiger Atemzüge innerhalb von 60 Sekunden bis unmittelbar vor Beginn der Rückatmungsphase ist,
- $PetCO_2(R)$  der endexpiratorische partielle CO<sub>2</sub>-Druck (mmHg) in der Atmenluft während der Nicht-Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der endexpiratorischen partiellen CO<sub>2</sub>-Druckwerte vollständiger Atemzüge innerhalb von 60 Sekunde bis unmittelbar vor dem Beginn der Rückatmungsphase ist,

- $V_{CO_2}(R)$  die  $CO_2$ -Elimination (ml/min) während der Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der  $CO_2$ -Elimination vollständiger Atemzüge innerhalb 15 bis 30 Sekunden nachdem der Patient durch den größeren Totraum (6) beatmet wird (nach Umschaltung des Dreiwegeventils (4) in die Rückatmungsposition) ist,
- $PetCO_2(R)$  der endexpiratorische partielle  $CO_2$ -Druck (mmHg) in der Atmenluft während der Rückatmungsphase, gemessen als der Mittelwert der endexpiratorischen partiellen  $CO_2$ -Druckwerte vollständiger Atemzüge innerhalb von 15 bis 30 Sekunde nachdem der Patient durch den größeren Totraum (6) beatmet wird (nach Umschaltung des Dreiwegeventils (4) in die Rückatmungsposition) ist,
- $F_s$  ein Skala-Faktor für die Repräsentation des effektiven pulmonalen Blutdurchflusses in l/min und  $F_s = 10$  ist,
- $PBF$  der effektive pulmonale Blutdurchfluß (l/min) ist, wobei
- $f(PetCO_2(R), PetCO_2(NR), Hb)$  die standardisierte  $CO_2$ -Dissotiationskurve im Blut ist, die durch Einsetzen der gemessenen Werte in die Gleichung

$$f(PetCO_2(R), PetCO_2(NR), Hb) = \Delta CCO_2 = 11,02 \times (PetCO_2(R)^{0.396} - PetCO_2(NR)^{0.396}) - 0,015 \times (15 - Hb) \times (PetCO_2(R) - PetCO_2(NR))$$

berechnet wird.

2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Volumen des Totraumes (6) 100, 200, 300, 400 oder 500 ml beträgt.
3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Beatmungsstromsensor (1) in die Leitung am Endotracheltubus des Patienten (Tubus) eingebracht ist.

4. Anordnung nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß der CO<sub>2</sub>-Sensor (3) ein Infrarotsensor ist.

5. Anordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Infrarotsensor in einer CO<sub>2</sub>-Küvette (2) angeordnet ist.

6. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Totraum (6) ein auswechselbarer Schlauch oder Zylinder ist.

Hierzu 2 Blatt Zeichnungen

Fig. 1

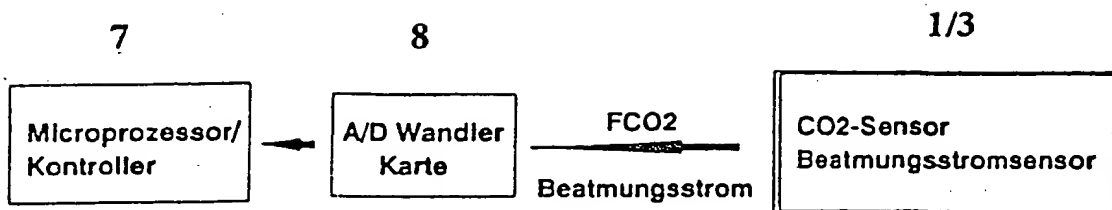


Fig. 2

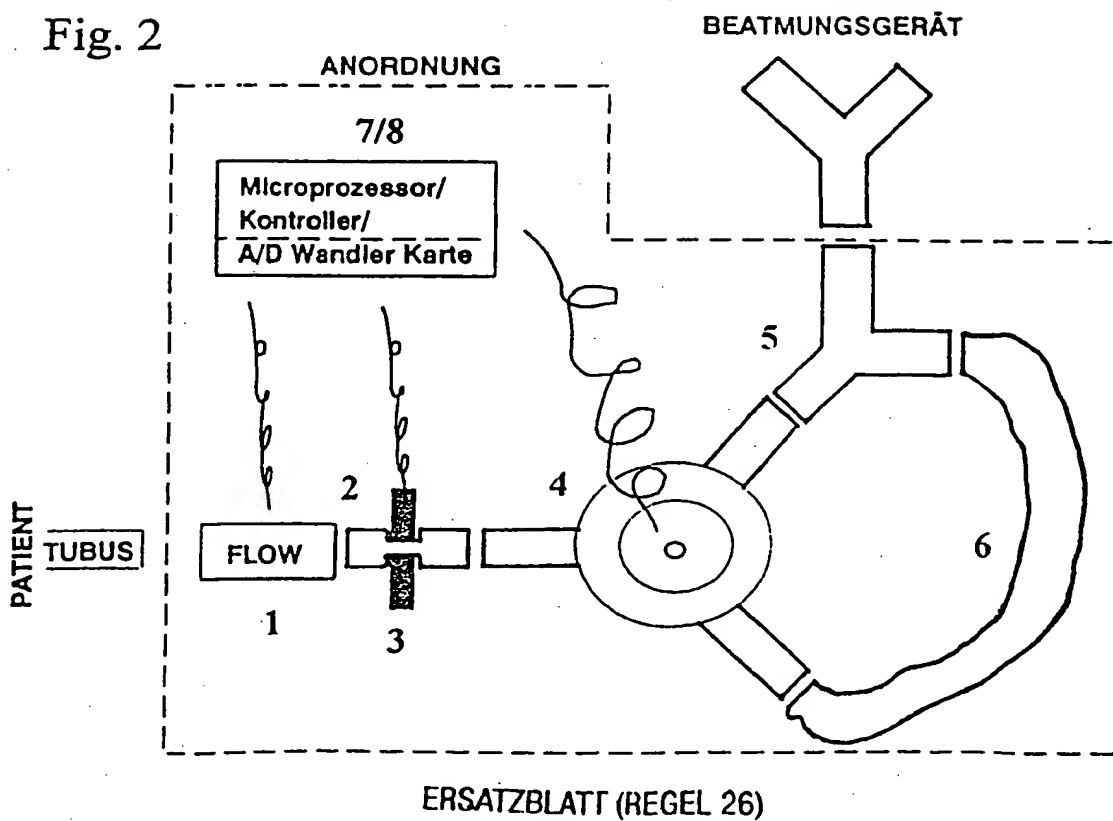


Fig. 3

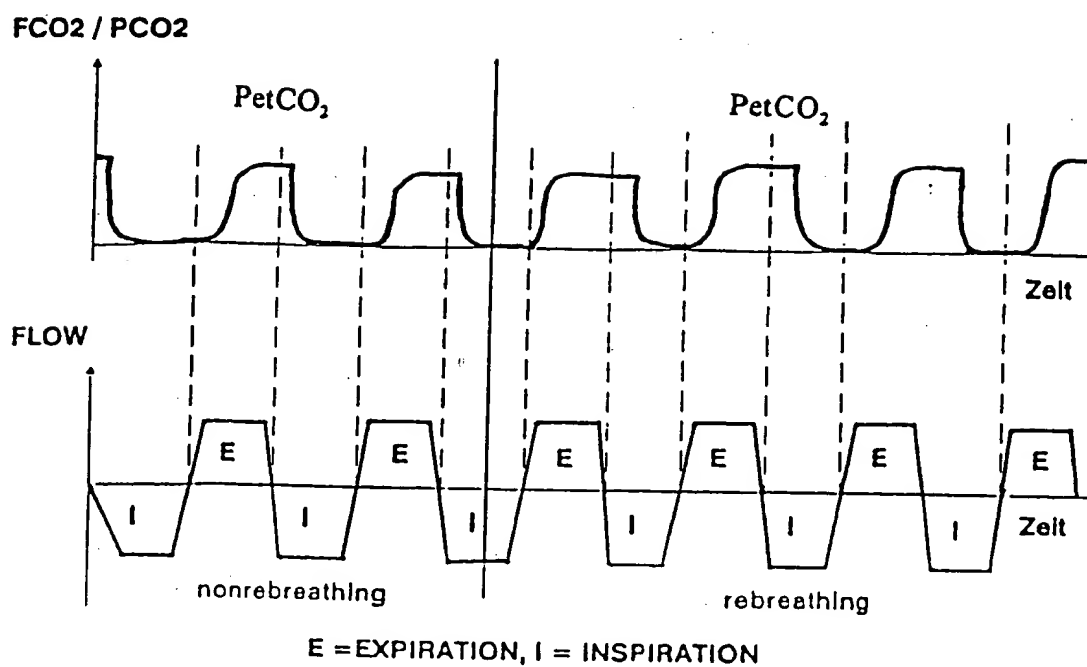
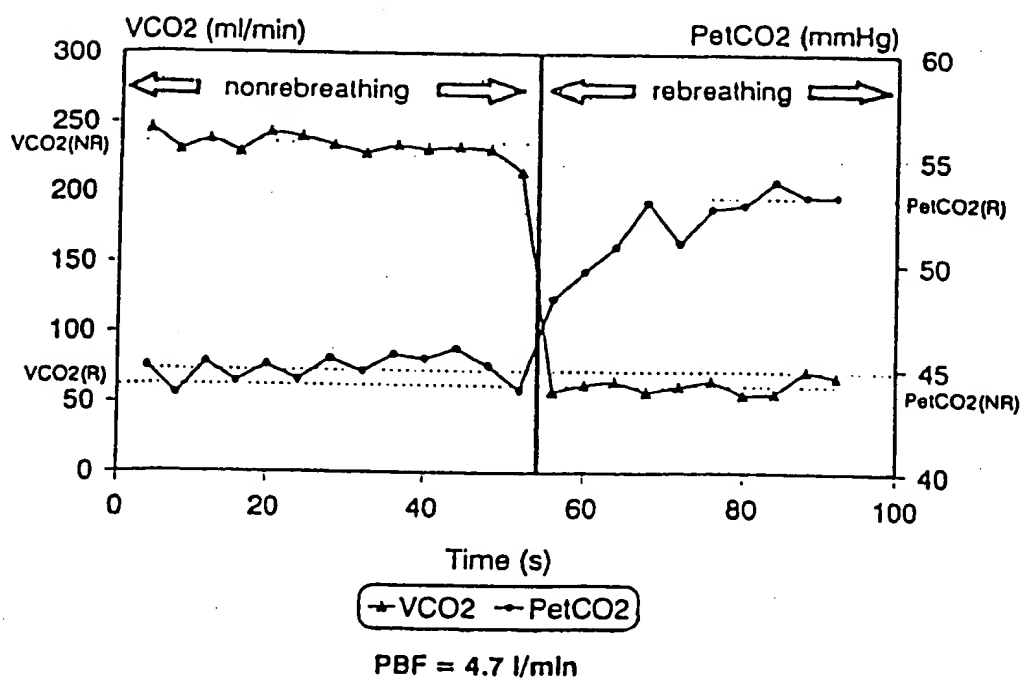


Fig. 4





# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internal Application No

PCT/DS 97/0094

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 6 A61B5/029

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	J. M. CAPEK ET AL: "NONINVASIVE MEASUREMENT OF CARDIAC OUTPUT USING PARTIAL CO2 REBREATHING" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 35, no. 9, 1 September 1988, NEW YORK, US, pages 653-661, XP000209300 cited in the application	1
A	see page 655, column 1, line 5 - column 2, line 5 ----- -/--	2

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☐ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 February 1998

Date of mailing of the international search report

16/03/1998

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Geffen, N

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internal Application No

PCT/DE 97/02194

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
Y	C. C. DAVIS ET AL : "Measurements of Cardiac Output in Seriously Ill Patients Using a CO <sub>2</sub> Rebreathing Method" CHEST, vol. 73, 2 February 1978, PARK RIDGE, IL, US, pages 167-172, XP002056416	1
A	see page 167, column 2, line 40 - page 169, column 2, line 34 ---	4
A	G. J. R. MC HARDY : "The Relationship Between the Differences in Pressure and Content of Carbon Dioxide in Arterial and Venous Blood" CLINICAL SCIENCE, vol. 32, 1 January 1967, OXFORD, GB, pages 299-309, XP002056417 cited in the application see the whole document -----	1

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 6 A61B5/029

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationsymbole)  
IPK 6 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Beitr. Anspruch Nr.
Y	J. M. CAPEK ET AL: "NONINVASIVE MEASUREMENT OF CARDIAC OUTPUT USING PARTIAL CO2 REBREATHING" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, Bd. 35, Nr. 9, 1. September 1988, NEW YORK, US, Seiten 653-661, XP000209300	1
A	in der Anmeldung erwähnt siehe Seite 655, Spalte 1, Zeile 5 - Spalte 2, Zeile 5 --- -/--	2

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☐ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

20. Februar 1998

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

16/03/1998

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Geffen, N

## C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	C. C. DAVIS ET AL : "Measurements of Cardiac Output in Seriously Ill Patients Using a CO2 Rebreathing Method" CHEST, Bd. 73, 2. Februar 1978, PARK RIDGE, IL, US, Seiten 167-172, XP002056416	1
A	siehe Seite 167, Spalte 2, Zeile 40 - Seite 169, Spalte 2, Zeile 34 -----	4
A	G. J. R. MC HARDY : "The Relationship Between the Differences in Pressure and Content of Carbon Dioxide in Arterial and Venous Blood" CLINICAL SCIENCE, Bd. 32, 1. Januar 1967, OXFORD, GB, Seiten 299-309, XP002056417 in der Anmeldung erwähnt siehe das ganze Dokument -----	1